UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**INFLUÊNCIA DO MODO DE ATIVAÇÃO DO CIMENTO
RESINOSO E DE CARGAS CÍCLICAS IMEDIATAS NA
RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE PORCELANA E DENTINA**

MARCELO FERREIRA WITZEL

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o Título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: **Materiais Dentários**

São Paulo

2001

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**INFLUÊNCIA DO MODO DE ATIVAÇÃO DO CIMENTO
RESINOSO E DE CARGAS CÍCLICAS IMEDIATAS NA
RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE PORCELANA E DENTINA**

MARCELO FERREIRA WITZEL

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o Título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: **Materiais Dentários**

Orientador: Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga

São Paulo

2001

Data da Defesa: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Benevarzio e Dinorah, por tudo que sempre fizeram por mim; sem vocês jamais seria possível a realização deste trabalho.

À minha noiva Andréa, pela ajuda, paciência e carinho de todos os momentos.

À amiga Profa. Dra. Rosa, que sempre me encorajou, com muita competência e confiança, a continuar neste eterno aprendizado.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Braga, pela amizade e seriedade para me orientar de perto, mesmo estando longe.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester pelo auxílio no planejamento da metodologia desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Julio M. Singer e ao mestrando Caio Lucidius N. Azevedo (IME-USP) pela realização da Análise Estatística.

Ao Prof. Dr. Moacyr D. Novelli, pelo auxílio e viabilização da utilização do Laboratório de Informática (L.I.D.O.)

À secretária Rosa Cristina pela dedicação à Pós-Graduação.

À bibliotecária Luzia M. Z. M. Moraes pela revisão do texto.

Aos meus colegas de Pós-Graduação, que me proporcionaram um grande aprendizado e crescimento neste período.

A todos os professores, funcionários, estagiários e colegas do Depto. de Materiais Dentários e da Faculdade que conviveram comigo, por auxiliar e viabilizar a confecção deste trabalho.

À Simone Santi da KG Sorensen, pela doação de material utilizado neste estudo.

Aos alunos de graduação que tive oportunidade de conviver, por serem o motivo principal de nosso aperfeiçoamento.

A todos os meus familiares e amigos de sempre.

Sou muito grato a todos vocês.

SUMÁRIO

p.

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

LISTA DE TABELAS E QUADROS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RESUMO

1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	4
2.1 Modos de ativação de cimentos resinosos.....	4
2.2 Resistência de união cerâmica/dentina.....	9
2.3 Compatibilidade entre cimentos e adesivos.....	13
2.4 Influência de cargas cíclicas.....	14
3 PROPOSIÇÃO.....	17
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	18
4.1 Preparo das seções radiculares.....	18
4.2 Confecção das peças em porcelana.....	20
4.3 Sistemas de cimentação avaliados.....	22
4.4 Confecção dos corpos-de-prova.....	24
4.5 Aplicação da carga cíclica.....	26
4.6 Teste de cisalhamento por extrusão.....	28
4.7 Análise Estatística.....	29
5 RESULTADOS.....	30
5.1 Análise descritiva.....	30
5.2 Análise de variância.....	33
6 DISCUSSÃO.....	40
6.1 O corpo-de-prova e a escolha do ensaio mecânico.....	40
6.2 Influência do modo de ativação do cimento.....	42

6.3 Efeito da ciclagem mecânica	45
6.4 Implicações clínicas	47
6.5 Investigações futuras	47
7 CONCLUSÕES.....	49
REFERÊNCIAS	50
<i>SUMMARY</i>	
APÊNDICE	

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

Figura 4.1 - Confeção das seções de dentina radicular em micrótomo...19

Figura 4.2 - Esquema da perfuração nas seções radiculares20

Figura 4.3 - Matriz metálica para a confecção das peças de porcelana....21

Figura 4.4 - Imagem para obtenção da medida de espessura do sistema adesivo..... 26

Gráfico 5.1 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para os grupos controle.....34

Gráfico 5.2 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para os grupos submetidos à ciclagem mecânica (desconsiderando os corpos-de-prova perdidos durante a ciclagem).....35

Gráfico 5.3 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para o grupo controle (dados com a imputação 1,11 MPa).....37

Gráfico 5.4 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para os grupos submetidos à ciclagem mecânica (dados com a imputação 1,11 MPa).....	38
Gráfico 5.5 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para o grupo controle (dados com a imputação 1,85 MPa).....	38
Gráfico 5.6 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para os grupos submetidos à ciclagem mecânica (dados com a imputação 1,85 MPa).....	39
Gráfico Ap. 1 - Histograma dos resíduos do modelo completo - dados perdidos.....	Apêndice
Gráfico Ap. 2 - Histograma dos resíduos do modelo reduzido - dados perdidos.....	Apêndice
Gráfico Ap. 3 - Dispersão dos resíduos do modelo completo pelas médias ajustadas - dados perdidos.....	Apêndice
Gráfico Ap. 4 - Dispersão dos resíduos do modelo reduzido pelas médias ajustadas - dados perdidos.....	Apêndice

Gráfico Ap. 5 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo completo - dados perdidos.....Apêndice

Gráfico Ap. 6 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo reduzido - dados perdidos.....Apêndice

Gráfico Ap. 7 - Histograma dos resíduos do modelo completo - imputação 1,11 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 8 - Histograma dos resíduos do modelo reduzido - imputação 1,11 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 9 - Dispersão dos resíduos do modelo completo pelas médias ajustadas - imputação 1,11 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 10 - Dispersão dos resíduos do modelo reduzido pelas médias ajustadas - imputação 1,11 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 11 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo completo - imputação 1,11 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 12 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo reduzido - imputação 1,11 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 13 - Histograma dos resíduos do modelo completo - imputação

1,85 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 14 - Histograma dos resíduos do modelo reduzido - imputação

1,85 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 15 - Dispersão dos resíduos do modelo completo pelas médias

ajustadas - imputação 1,85 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 16 - Dispersão dos resíduos do modelo reduzido pelas médias

ajustadas - imputação 1,85 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 17 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do

modelo completo - imputação 1,85 MPa.....Apêndice

Gráfico Ap. 18 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do

modelo reduzido - imputação 1,85 MPa.....Apêndice

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 5.1 - Estatísticas descritivas para tensão de ruptura (valores em MPa).....	31
Tabela 5.2 - Estatísticas descritivas para tensão de ruptura (em MPa) para os dados com a imputação 1,11 MPa.....	32
Tabela 5.3 - Estatísticas descritivas para tensão de ruptura (em MPa) para os dados com a imputação 1,85 MPa.....	32
Tabela 5.4 - Análise de variância (desconsiderando os corpos-de-prova perdidos durante a ciclagem).....	34
Tabela 5.5 - Análise de variância – imputação 1,11 MPa.....	36
Tabela 5.6 - Análise de variância – imputação 1,85 MPa.....	37
Quadro 4.1 - Sistemas adesivos (número do lote entre parênteses).....	23
Quadro 4.2 - Composição dos materiais empregados.....	23

37°C. Os dados foram tratados por análise de variância, permitindo concluir que o modo de ativação do cimento foi o único fator significativo (o modo *dual-cure* apresentou melhor desempenho do que o *self-cure*). O sistema adesivo e a aplicação de cargas cíclicas não interferiram nos valores de resistência encontrados.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

G.L - Grau de liberdade

IC - Intervalo de confiança

μm - Micrometro

MPa - Mega Pascal (MN/m^2)

mW/cm^2 - Unidade da intensidade de luz

nm - Nanômetro

N - Newton ($1\text{N}=0,1020 \text{ kgf}$)

RESUMO

INFLUÊNCIA DO MODO DE ATIVAÇÃO DO CIMENTO RESINOSO E DE CARGAS CÍCLICAS IMEDIATAS NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE PORCELANA E DENTINA

O objetivo deste estudo foi verificar a influência de cargas cíclicas prematuras e forma de ativação do cimento resinoso na resistência da união porcelana/dentina em ensaio de cisalhamento por extrusão. Os sistemas adesivos avaliados foram Choice/One-Step e RelyX ARC/Single Bond. Peças tronco-cônicas de porcelana foram cimentadas em cavidades preparadas em seções de dentina radicular bovina. Cada sistema adesivo foi testado com o cimento resinoso nos modos *dual-cure* (com fotoativação) e *self-cure* (sem fotoativação). Em cada um dos quatro grupos (n=30), metade dos corpos-de-prova foi submetida a 20 cargas cíclicas de 60 N, 15min após a colagem; o restante não recebeu cargas (controle). Quando os cimentos foram utilizados no modo *self-cure*, observou-se rompimento total da união durante a ciclagem mecânica em 47% (n=7) dos corpos-de-prova construídos com o sistema RelyX/Single Bond e 13% (n=2) dos corpos-de-prova construídos com o sistema Choice/One-Step. O teste de cisalhamento por extrusão foi realizado após 24h de armazenamento em água destilada a

37°C. Os dados foram tratados por análise de variância, permitindo concluir que o modo de ativação do cimento foi o único fator significativo (o modo *dual-cure* apresentou melhor desempenho do que o *self-cure*). O sistema adesivo e a aplicação de cargas cíclicas não interferiram nos valores de resistência encontrados.

1 INTRODUÇÃO

Uma parcela significativa do sucesso de restaurações indiretas está relacionada à fase de cimentação. Restaurações construídas com cerâmicas não-cristalinas ou restaurações indiretas em resina composta devem ser cimentadas através de técnicas adesivas a fim de reduzir o risco de fratura da peça (Scherrer *et al.*, 1996; Groten & Pröbster, 1997). Além disso, existem situações nas quais a retenção da restauração também depende da adesão obtida entre a peça e o dente preparado. Mesmo considerando que o procedimento adesivo proporciona altas taxas de retenção (Burke & Watts, 1998; Sjögren *et al.*, 1998), o descolamento pode ser apontado como uma das possíveis causas de insucesso de restaurações indiretas (McComb, 1996).

Cimentos resinosos de ativação dupla (*dual-cure*) têm sido amplamente utilizados na fixação de restaurações indiretas. (Christensen, 1993; Resin cements - update, 1993). O primeiro relato encontrado na literatura sobre cimentos *dual-cure* pertence a Cook & Thomasz (1983). Ao contrário do que sua denominação poderia sugerir, cimentos de ativação dupla quando testados na ausência da fotoativação não conseguem atingir valores de dureza ou grau de conversão semelhantes aos obtidos quando fotoativados (Chan & Boyer, 1989; Hasegawa *et al.*, 1991; Rueggeberg &

37°C. Os dados foram tratados por análise de variância, permitindo concluir que o modo de ativação do cimento foi o único fator significativo (o modo *dual-cure* apresentou melhor desempenho do que o *self-cure*). O sistema adesivo e a aplicação de cargas cíclicas não interferiram nos valores de resistência encontrados.

Caughman, 1993; El-Bradawy & El-Mowafy, 1995). No entanto, esta diferença não se traduz necessariamente em um material com propriedades mecânicas inferiores, uma vez que estas dependem de outros fatores além do grau de polimerização, como tipo de monômero e quantidade de carga presente no material (Chung & Greener, 1990; Peutzfeldt, 1995; Asmussen & Peutzfeldt, 1998). Especificamente no caso de cimentos de ativação dupla, alguns materiais mostraram valores semelhantes de desgaste (Peutzfeldt, 1995) e resistência à flexão (Braga *et al.*, 2001) quando testados na presença e na ausência de fotoativação. Alguns materiais mais recentes testados na ausência de fotoativação têm apresentado resultados semelhantes de dureza (El-Mowafy *et al.*, 1999; Braga *et al.*, 2001) e grau de conversão (Caughman *et al.*, 2001) aos obtidos quando fotoativados.

Alguns fabricantes têm recomendado o uso de cimentos de ativação dupla para fixação de restaurações metalocerâmicas e retentores intraradiculares. Isto implica em que a maior parcela da polimerização ocorra devido à ação do sistema peróxido/amina. Quando cimentos de ativação dupla são utilizados no modo *self-cure*, alguns aspectos devem ser considerados. Um primeiro ponto de interesse clínico é o fato de que a velocidade de polimerização do cimento pode determinar a conduta do clínico durante o ato operatório, bem como as recomendações pós-operatórias a serem feitas ao paciente. Existe uma grande diferença na velocidade de reação de cimentos quando utilizados no modo *dual-cure*, em comparação com o modo *self-cure*. Peters & Meiers (1996) observaram que um cimento *dual-cure* na presença de fotoativação apresentou resistência

máxima após 5 min; todavia, na ausência de luz foram necessários aproximadamente 60 min.

Restaurações fixadas com cimentos de polimerização lenta seriam mais suscetíveis a falhas devido à incidência de cargas nos momentos iniciais após a manipulação. Durante o ajuste oclusal, remoção de excessos ou oclusão na deglutição, a interface colada é submetida a esforços de pequena magnitude. Mesmo que a união não seja carregada até a fratura, é de extrema importância verificar se a incidência deste tipo de carga compromete a resistência final de união. Outro fator importante relacionado a compósitos quimicamente ativados, recentemente relatado na literatura, se refere à compatibilidade destes com adesivos de frasco único. Estudos *in vitro* mostraram resultados extremamente baixos em testes de resistência de união envolvendo estes materiais (Shih *et al.*, 2000; Sanares *et al.*, 2001; Suh & Schiltz, 2001).

Apesar do grande desenvolvimento dos procedimentos adesivos, a complexidade do processo de cimentação demanda investigações mais detalhadas para que se consiga um maior controle deste procedimento.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para uma melhor compreensão do assunto, este capítulo será subdividido em tópicos.

2.1 Modos de ativação de cimentos resinosos

Os primeiros relatos sobre a utilização de cimentos resinosos surgiram na década de 70. Inicialmente, estes materiais eram indicados para a fixação adesiva de peças metálicas sendo, portanto, quimicamente ativados (Rochette, 1973; Livaditis, 1980; Brukl *et al.*, 1985). Posteriormente, com o desenvolvimento da técnica de facetas de porcelana, resinas compostas fotoativadas eram diluídas em adesivo até alcançar fluidez apropriada para a cimentação (McConnell *et al.*, 1986; Lu *et al.*, 1992). Além de permitir o controle do tempo de trabalho, o uso de resinas restauradoras fotoativadas diluídas se fazia necessário, pois os cimentos resinosos quimicamente ativados eram em geral opacos, o que comprometia o resultado estético.

Em restaurações cerâmicas mais espessas, no entanto, o acesso da luz ao cimento resinoso é limitado pela espessura da restauração ou pelo

próprio tecido dentário, o que acarreta diminuição do seu grau de polimerização, aumentando o risco de descolamento (O'Keefe *et al.*, 1991). Quanto maior a espessura da peça, maior é a absorção e a dispersão da luz, reduzindo a quantidade de energia que atinge a linha de cimento (Watts & Cash, 1994). O efeito de atenuação da intensidade luminosa sobre o grau de polimerização e/ou dureza dos cimentos de ativação dupla foi verificado por diversos autores. Blackman *et al.* (1990) verificaram que as cerâmicas Vita e Dicor em espessuras superiores a 3 mm não permitiram que um cimento *light-cure* (Porcelite) e um cimento *dual-cure* (Dicor) alcançassem grau de conversão compatível com o obtido sob camadas mais delgadas.

El-Badrawy & El-Mowafy (1995) mensuraram a dureza dos cimentos Dicor MGC, Dual Cement, Duo Cement, Indirect Porcelain, Porcelite, Twinlook utilizados no modo *self-cure* ou fotoativados por 60 s sob compósito (Laboratory Inlay Kit) ou cerâmica (Cerec) com espessuras entre 1 e 6 mm. Os valores mais baixos foram observados quando os cimentos foram testados na ausência de luz ou fotoativados sob camadas de porcelana ou resina composta com espessura superior a 3 mm.

Ao estudar o efeito do tempo de armazenamento e da espessura da porcelana (Cerec) sobre o grau de polimerização de um cimento resinoso *dual-cure* (Opal Cement), Prinsloo *et al.* (1997) também observaram que 3 mm é o limite máximo de espessura para que não ocorra diminuição significativa no grau de polimerização. Após 5 min da fotoativação, foi observado que o grau de polimerização deste cimento quando fotoativado sob porcelana com espessuras de 5 e 6 mm foi zero. Mesmo após 24 h, esta

condição gerou uma queda de aproximadamente 30% em relação ao grau de conversão atingido sob camadas delgadas de porcelana.

Ao contrário do que foi verificado com a espessura, a cor da cerâmica parece não interferir no grau de polimerização e dureza dos cimentos *dual-cure*. A influência da cor da cerâmica na dureza de um cimento *dual-cure* (Mirage) foi estudada por Cardash *et al.* (1993). Neste estudo, mostrou-se que a porcelana (Vita) em cores escuras (A4, B4, C4, D4) não provocou diminuição na dureza do cimento quando comparadas com cores claras (A1, B1, C1, D2) ou com o grupo controle (cimento fotoativado através de vidro transparente). Diante desta situação, foram desenvolvidos cimentos resinosos contendo o iniciador foto-sensível (canforoquinona) associado a componentes para ativação química (sistema peróxido/amina). Estes materiais são denominados cimentos de ativação dupla ou *dual-cure* (Cook & Thomasz, 1983; Barkmeier *et al.*, 1987; Venz & Antonucci, 1988; Breeding *et al.*, 1991; Christensen, 1993).

Teoricamente, estes materiais deveriam ser capazes de atingir graus de polimerização semelhantes na ausência ou presença de fotoativação. No entanto, o grau de polimerização alcançado pelo cimento *dual-cure* na ausência de luz (modo *self-cure*) é, em geral, inferior ao alcançado quando fotoativado (modo *dual-cure*). Utilizando três cimentos *dual-cure* (Dual cement, Dicor light-activated cement e Duo cement), Hasegawa *et al.* (1991) observaram que a ausência de fotoativação provocou diminuição da dureza dos cimentos empregados. Na aplicação da fotoativação o aumento do

tempo de exposição (de 5 a 120 s) propiciou aumento nos valores de dureza.

El-Mowafy *et al.* (1999) estudaram o desempenho de cimentos *dual-cure* com ou sem aplicação de luz quanto à dureza. Foi observado que a efetividade da ativação química depende da marca comercial. Alguns produtos utilizados no modo *self-cure* apresentaram dureza bastante diminuída quando comparada ao modo *dual-cure* (Adherence, Duolink, Lute-it, Resinomer e Variolink). Em geral, a redução variou aproximadamente entre 50 e 65%. Entretanto, três cimentos obtiveram elevados valores de dureza mesmo na ausência de luz (Choice, Enforce, Nexus).

Avaliando o grau de conversão de cimentos *dual-cure* (Ultra Bond, Mirage FLC, Porcelite, Heliolink), com diversos tempos de fotoativação (sem, 20 s ou 60 s) Rueggeberg & Caughman (1993) observaram que a ausência de luz foi prejudicial a todos os cimentos testados. Para os espécimes fotoativados, a utilização de um espaçador de compósito com 1,5 mm de espessura como material intermediário gerou menor polimerização que os obtidos sob fita *mylar*.

Caughman *et al.* (2001) avaliaram o grau de conversão de seis cimentos *dual-cure* nas seguintes condições: fotoativação direta ou através de uma peça cerâmica com 3 mm de espessura, ou não fotoativado. O cimento Variolink II mostrou grande queda na polimerização quando não foi fotoativado, atingindo 62% do valor obtido com fotoativação direta. Entretanto, para alguns cimentos (Calibra, Choice, Insure, Lute-it, Nexus), o

modo *self-cure* obteve grau de conversão equivalente a pelo menos 86% do valor obtido no modo *dual-cure*.

As diferenças encontradas no grau de polimerização dos cimentos entre os modos *dual-cure* e *self-cure* não correspondem necessariamente a diferenças nas propriedades físicas. Medindo o desgaste e quantidade de monômero residual de oito cimentos *dual-cure* (Dicor L. A. Cement, Dual Cement, Coltène Duo Cement, Porcelite Dual Cure, Sono-Cem, 3M Luting Material, Twinlook Cement, Vita Cerec Duo Cement) com ou sem fotoativação, Peutzfeldt (1995) verificou que três cimentos (Dual Cement, Sono-Cem e 3M Luting Material) apresentaram quantidade de desgaste semelhante nos modos *dual-cure* e *self-cure*. Além disso, quatro materiais (Dual Cement, Coltène Duo Cement, Porcelite Dual Cure e 3M Luting Material) apresentaram a mesma quantidade de monômero residual em ambos os modos de ativação.

Ao estudar algumas propriedades mecânicas de cimentos de ativação dupla (Enforce, Variolink II, RelyX ARC) nos modos *light-cure*, *self-cure* e *dual-cure*, Braga *et al.* (2001) verificaram que para um dos cimentos estudados (Enforce), a ausência de fotoativação não alterou valores de dureza e resistência à flexão em comparação aos valores obtidos na presença de fotoativação.

2.2 Resistência de união cerâmica/dentina

A grande maioria dos estudos sobre resistência de união envolve a utilização de superfícies planas em testes de tração (Oilo, 1978; Burrow *et al.*, 1996a) ou cisalhamento (Lu *et al.*, 1992; Peters & Meiers, 1996; Matsumura *et al.*, 1997; Braga *et al.*, 1999). No entanto, a colagem realizada em superfície plana elimina o efeito do confinamento da resina composta. A importância de reproduzir o confinamento em testes *in vitro* foi ressaltada por Uno & Shimokobe (1994). Quanto maior o confinamento do material (relação área aderida/ área livre) maior será a magnitude das tensões geradas durante a sua polimerização.

Um outro tipo de ensaio mecânico, o cisalhamento por extrusão (também referido na literatura como *push-out*) tem sido utilizado por diversos autores. Roydhouse (1970) e Smith & Cooper (1971) empregaram o teste de cisalhamento por extrusão para verificar a resistência coesiva de diversos materiais restauradores. Em ambos os estudos, os autores sugeriram que, apesar das dificuldades na padronização da metodologia (difícil obtenção de paralelismo e fixação do corpo-de-prova) este teste é viável e indicado para a finalidade proposta.

Drummond *et al.* (1996) compararam o teste de cisalhamento em superfície plana com o teste de cisalhamento por extrusão na união entre dentina e resina composta (Bisfil P) com o adesivo All-Bond 2. Em geral, o cisalhamento por extrusão proporcionou valores mais elevados de resistência de união. A análise através de elementos finitos mostrou que o

teste de cisalhamento em superfícies planas concentra tensões em determinados pontos da interface. Por outro lado, o cisalhamento por extrusão produziu uma distribuição mais uniforme ao longo da interface e na resina composta.

Para verificar a adesão entre dentina (superficial e profunda) e compósito (Prodigy Hybrid Composite) através de seis adesivos (One-Step; Opti-Bond FL; Prime & Bond; Probond, Scotchbond Multi-Purpose Plus e Tenure Quick), Wakefield *et al.* (1998) utilizaram o teste de cisalhamento por extrusão em cavidades cilíndricas. Para alguns adesivos, detectou-se diferença estatística na profundidade da dentina e no período de armazenamento (1 dia ou 6 meses). Como vantagens do teste, os autores ressaltaram a possibilidade de confecção de vários espécimes em um mesmo dente e a distribuição mais uniforme das tensões de cisalhamento.

Para estudar a adesão entre restaurações diretas e indiretas em resina composta em cavidades em dentina, Patierno *et al.* (1996) prepararam cavidades em formato tronco-cônico em dentina radicular bovina através de alargamento padronizado do canal. As restaurações indiretas foram confeccionadas com formato e dimensões compatíveis com as dimensões da perfuração. A ruptura do corpo-de-prova foi realizada através da aplicação de carga sobre a base menor do compósito. A alta resistência de união encontrada nas restaurações indiretas em comparação com os resultados obtidos pela técnica direta foi compatível com as observações de microscopia de varredura, onde foi detectado maior número e comprimento dos *tags* da camada de adesivo neste tipo de restauração. Os autores

ressaltam que o confinamento do material restaurador provocado pelo formato do corpo-de-prova gera, durante a contração de polimerização, acúmulo de tensões e formações de pequenos *gaps* que podem diminuir a resistência da união e aumentar a microinfiltração.

Braga *et al.* (2000) utilizaram o teste de cisalhamento por extrusão para avaliar a resistência de união entre porcelana e dentina bovina com a utilização de quatro sistemas adesivos. Foram cimentadas peças tronco-cônicas de porcelana em cavidades padronizadas, preparadas em discos de dentina radicular bovina. No mesmo estudo a análise dos espécimes fraturados em microscópio eletrônico de varredura mostrou que a fratura ocorreu predominantemente na camada híbrida adesivo/dentina.

Outro fator de interesse na resistência da união é o tempo de armazenamento do corpo-de-prova. Testes de resistência adesiva mostram que os cimentos *dual-cure*, quando fotoativados, propiciam maior resistência adesiva inicial e final na interface colada em comparação com cimentos quimicamente ativados (Burrow *et al.*, 1996a; Braga *et al.*, 1999; Braga *et al.*, 2000).

Realizando teste de tração entre dentina bovina e cimentos resinosos *dual-cure* (Bistite Resin Cement) e *self-cure* (Superbond C&B e Panavia 21) após diferentes tempos de armazenamento, Burrow *et al.* (1996a) observaram que cimentos quimicamente ativados tiveram sua resistência adesiva aumentada de 10 min para 1 h e de 1 h para 24 h; já o cimento *dual-cure* manteve a sua resistência entre 10min e 1h, porém os valores aumentaram após 24 h. Braga *et al.* (1999) também verificaram que

cimentos *dual-cure* (Porcelite Dual Cure e Dual Cement) alcançaram alta resistência de união nos momentos iniciais (10 min). Já o cimento quimicamente ativado (C&B) apresentou resistência inicial (10 e 30 min) baixa, aumentando após 90 min. Neste mesmo estudo, verificou-se que a resistência adesiva de todos os cimentos aumentou de 90 min para 7 dias.

Estudando diversos tempos de armazenamento de peças de porcelana fixadas à dentina bovina com cimentos resinosos *dual-cure* (Variolink II, RelyX ARC e Enforce) e um *self-cure* (C&B), Braga *et al.* (2000) observaram que o cimento quimicamente ativado apresentou resistência inicial baixa quando comparado aos cimentos *dual-cure*, e esta resistência aumentou após 4h. Os cimentos *dual-cure* apresentaram alta resistência inicial (15 min), sendo que o Enforce melhorou seu desempenho após 24h e o RelyX ARC e o Variolink II apenas após 7 dias.

Não existe na literatura um número significativo de trabalhos comparando a resistência de união obtida com cimentos de dupla ativação nos modos *dual-cure* e *self-cure*. Ao estudar a resistência ao cisalhamento entre um cimento resinoso *dual-cure* (Variolink II) e porcelana (Vita), Peters & Meiers (1996) verificaram que sem a fotoativação o cimento apresentou baixa resistência adesiva inicial (≈ 2 MPa aos 10 min), aumentando na primeira hora após a colagem (≈ 17 MPa aos 60 min). Com a fotoativação, a resistência adesiva atingida logo aos 2 min é de aproximadamente 8 MPa, aumentando para 25 MPa aos 5 min.

2.3 Compatibilidade entre cimentos e adesivos

Com o objetivo de simplificar e reduzir o tempo do procedimento adesivo, foram desenvolvidos adesivos universais de frasco único. Em geral, estes adesivos têm mostrado altos valores de resistência de união ao substrato dentário quando associados a compósitos fotoativados (Bae *et al.*, 2000; Koh *et al.*, 2000).

Apesar de terem surgido no mercado em meados da década de 90 (Perdigão *et al.*, 1996), apenas recentemente surgiram estudos mostrando que adesivos de frasco único, em geral, apresentam valores de adesão extremamente baixos quando associados a resinas compostas quimicamente ativadas (Shi *et al.*, 2000; Sanares *et al.*, 2001; Schiltz *et al.*, 2001 e Suh & Schiltz, 2001). Ao estudar o efeito da interação entre três adesivos e três cimentos resinosos, Shi *et al.* (2000) observaram que a associação entre um cimento *self-cure* (C&B) e um adesivo de frasco único (Prime& Bond NT) propiciou valores extremamente baixos de resistência ao cisalhamento por extrusão entre dentina e porcelana. Schiltz *et al.* (2001) observou que cimentos *dual-cure* (Calibra, Nexus e Variolink) quando não fotoativados apresentam resistência ao cisalhamento muito inferior a um cimento *light-cure* quando utilizados com adesivos de frasco único (One-Step, Prime & Bond NT, Optibond Solo Plus e Single Bond). A diferença entre *light-cure* e *self-cure* chegou a 97% com a associação feita entre Prime & Bond NT e Calibra.

Schiltz *et al.* (2000) observaram que um compósito *self-cure* (Bisfill 2B) propiciou valores menores de resistência adesiva do que um cimento *dual-cure* fotoativado (Duo-Link) quando utilizado com os adesivos Prime & Bond 2.1, Single Bond e OptiBond Solo. Apenas o adesivo One-Step obteve valores de resistência equivalente para ambos os compósitos.

Sanares *et al.* (2001) estudaram a resistência de união entre dentina e quatro adesivos de frasco único (Prime & Bond NT, OptiBond Solo, Single Bond e One-Step), associados a uma resina composta fotoativada (Z100) ou a uma resina *self-cure* (Bisfill 2B). Os autores observaram que com todos os adesivos a resistência de união sofreu um decréscimo de 46 a 91% com a utilização do compósito *self-cure*. Este decréscimo esteve diretamente relacionado com a acidez dos adesivos empregados.

2.4 Influência de cargas cíclicas

A influência de cargas cíclicas sobre o desempenho e longevidade da junta adesiva tem sido amplamente relatada na literatura. Vários estudos abordam a influência de ciclagem mecânica na microinfiltração de restaurações de resina composta. Alguns destes apontam a ciclagem mecânica como fator deletério da junta adesiva (Davidson & Abdalla, 1994; Abdalla & Davidson, 1996). Outros observaram que o emprego de cargas cíclicas não afetou a microinfiltração (Darbyshire *et al.*, 1988; Munksgaard & Irie, 1988; Yap *et al.*, 1996). É fato que as metodologias empregadas variam bastante quanto à frequência, número e magnitude das cargas empregadas

e isto pode explicar as divergências encontradas. Os parâmetros de ciclagem mecânica podem ser determinados visando simular o fenômeno *in vivo* ou simplesmente como uma tentativa de submeter o corpo-de-prova a esforços extremos. Os valores encontrados para a carga aplicada variam entre 4,5 N (Darbyshire *et al.*, 1988) até 250 N (Davidson & Abdalla, 1994) e o número de ciclos entre 12 (Munksgaard & Irie, 1988) e 5000 (Davidson & Abdalla, 1994; Abdalla & Davidson, 1996). Estudos *in vivo* mostram resultados variados quanto à força mastigatória. Fields *et al.* (1986) verificaram que adultos apresentam força oclusal média de 29 N durante a deglutição, 135 N durante a mastigação e 310 N como força máxima. De Boever *et al.* (1978) observaram que a força mastigatória máxima se situa entre 45 e 67 N; Porém, a maioria dos ciclos de carga oclusal não ultrapassa 16 N. Gibbs *et al.* (1981) estudaram a força total empregada nas arcadas dentais durante a mastigação e deglutição e encontraram valores situados ao redor de 267 N.

A influência de cargas cíclicas na resistência adesiva entre cimento resinoso e porcelana foi alvo do estudo de Williamson *et al.* (1993). Os autores verificaram que 27.500 ciclos de carga (26 N) não foram suficientes para diminuir a resistência ao cisalhamento aplicado entre estes produtos.

Drummond *et al.* (1996) aplicaram testes de cisalhamento para verificar a resistência à fadiga da união dentina/adesivo/resina composta. Dos corpos-de-prova envolvidos no teste de cisalhamento convencional (superfície plana), metade foi submetido a cargas cíclicas antes da ruptura, iniciando-se em aproximadamente 100 N, sendo que esta carga era

aumentada ou diminuída em 5% a cada espécime, baseado na resistência a 1000 ciclos de carga pelo corpo-de-prova anteriormente ciclado (“método da escada”). Em geral, os valores obtidos após a ciclagem foram 50% menores do que os obtidos com o teste estático.

Como anteriormente citado, cimentos resinosos têm sido indicados em diversos procedimentos nos quais a polimerização ocorre na ausência de fotoativação. Assim sendo, é surpreendente verificar a escassez de estudos sobre a influência do modo de ativação do cimento resinoso na resistência adesiva entre porcelana e dentina. Da mesma forma, não existem muitos trabalhos verificando a influência de cargas cíclicas imediatas sobre a resistência final da união. Foram estes os motivos que levaram à realização do estudo descrito a seguir.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união entre porcelana e dentina, a fim de verificar as seguintes hipóteses:

1. A aplicação de cargas cíclicas poucos minutos após realizado o procedimento de colagem causa redução nos valores de resistência obtidos após 24 horas;
2. O modo de ativação do cimento resinoso interfere de forma significativa na resistência de união.
3. O sistema de cimentação influencia a resistência de união.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Preparo das seções radiculares

Foram utilizados cerca de 25 incisivos bovinos armazenados em solução de cloramina T a 0,5% à temperatura aproximada de 7°C. As coroas foram separadas das raízes através de discos diamantinos de dupla face (Ref. 7020, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em baixa rotação. Foram selecionados dentes que apresentavam raízes com ampla seção transversal circular e canal de diâmetro relativamente pequeno. A seguir obteve-se seções de dentina radicular com 2,5 mm de espessura utilizando-se discos diamantinos em micrótomo (Labcut 1010, Excel Technologies, Inc., Enfield, CT, EUA.), sob refrigeração e velocidade de 250 rpm (Figura 4.1). Inicialmente, a luz dos canais foi alargada com ponta cilíndrica de diamante (Ref. 1095, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). A fim de padronizar as dimensões e a expulsividade das perfurações, foram utilizadas pontas tronco-cônicas diamantinas com ponta ativa de 10 mm de comprimento, 4 mm de diâmetro na base maior e 3 mm de diâmetro na base menor (ref. 717, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). Cada ponta foi utilizada em apenas dez perfurações. O dispositivo utilizado para preparar cavidades padronizadas consiste de um micromotor de baixa rotação (BLM110, KG-

Driller), acoplado a uma haste para limitar os movimentos verticais, e uma base na qual era fixada a seção de dentina (Figura 4.2).

Figura 4.1 - Confeção das seções de dentina radicular em micrótomo

Figura 4.2 - Esquema da perfuração nas seções radiculares

4.2 Confeção das peças em porcelana

Foram construídas peças tronco-cônicas com ângulo de aproximadamente 8° em porcelana feldspática, na cor A3,5B (Noritake Super Porcelain EX-3, Noritake Kizai Co. Ltd., Aichi, Japão). Para tal, foi usada uma matriz metálica bipartida com 4,6 mm de altura, e uma perfuração cônica com 3,6 mm de diâmetro na base menor e 4,0 mm de diâmetro na base maior (Figura 4.3). O interior da perfuração foi pincelado com isolante para porcelana (Kota Ind. e Com., São Paulo, SP, Brasil).

O pó da porcelana foi manipulado com água destilada e a mistura foi inserida com o auxílio de um pincel. A condensação foi feita com um êmbolo metálico e o excesso de líquido foi removido com papel absorvente.

Figura 4.3 - Matriz metálica para a confecção das peças de porcelana

As peças de porcelana “crua” foram acomodadas em tela de lã de vidro e levadas ao forno (Titan 98 10p, EDG Equipamentos e Controles, São Carlos, SP, Brasil). Para a cocção, foram utilizados os parâmetros recomendados pelo fabricante da porcelana (tempo de secagem: 8 min; vácuo: 26 mmHg; velocidade de aquecimento: 45 °C/min; temperatura inicial: 600 °C; remoção do vácuo: 930 °C; temperatura máxima: 930 °C). Após a queima, as dimensões das peças de porcelana eram 4,1 mm de altura, 3,0 mm de diâmetro na base menor e 3,3 mm de diâmetro na base maior.

No centro da base menor das peças de porcelana, foi feita uma pequena concavidade com uma ponta esférica diamantada em alta rotação

(Ref. 3018HL, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), cuja função era acomodar uma esfera metálica com 3 mm de diâmetro sobre a qual seriam aplicadas as cargas durante a ciclagem mecânica e durante o ensaio de cisalhamento por extrusão.

4.3 Sistemas de cimentação avaliados

Foram testados dois sistemas constituídos por cimentos resinosos de ativação dupla associados aos adesivos indicados pelos respectivos fabricantes (Quadros 4.1 e 4.2). Ambos os cimentos foram utilizados na cor A3.

Quadro 4.1 - Sistemas adesivos (número do lote entre parênteses)

Abreviatura		Componentes	Fabricante
CH	Adesivo	One-Step® (9900010382)	Bisco Inc. (Schawmburg, IL, EUA)
	Cimento	Choice (Cat: 07818 Base: 07660)	
RX	Adesivo	Single Bond® (9EA)	3M Dental Products (St. Paul, MN, EUA)
	Cimento	RelyX™ ARC (BCBC)	

Quadro 4.2 - Composição dos materiais empregados

Material	Componentes Principais
One-Step	Monômeros: BisGMA, HEMA Solvente: acetona
Choice	Monômeros: BisGMA, UDMA, Tri-EDMA Carga: vidro de estrôncio, sílica, 80% em peso
Single Bond	Monômeros: BisGMA, HEMA Solventes: etanol, água
RelyX ARC	Monômeros: BisGMA, TEGDMA Carga: zircônia e sílica, 68% em peso

4.4 Confeção dos corpos-de-prova

O procedimento de colagem era iniciado com o condicionamento da superfície lateral da peça de porcelana durante 4 minutos com ácido fluorídrico a 4% (Porcelain Etchant - Bisco, Schawmburg, IL, EUA). Após ser lavada com água por 1 min e seca com jato de ar da seringa tríplice, a superfície recebeu uma camada de silano (Porcelain Primer - Bisco, Schawmburg, IL, EUA), cujo excesso era removido com jato de ar da seringa tríplice.

A seção de dentina foi lavada sob água corrente abundante para remover traços da solução na qual se encontrava armazenada, seca e disposta sobre uma placa de vidro. O interior da perfuração foi condicionado com ácido fosfórico a 32% (Uni-Etch - Bisco, Schawmburg, IL, EUA) por 15 s e, em seguida, o ácido foi removido sob água corrente por 15 s. O excesso de água foi removido com leve jato de ar. O adesivo foi aplicado à dentina úmida em duas camadas, e o solvente foi evaporado com leve jato de ar. A fotoativação foi feita por 10 s, com intensidade luminosa de 690 mW/cm^2 (Optilux 500 - Demetron Res. Corp., Danbury, CT, EUA).

O cimento foi manipulado em placa de vidro por 10 s e aplicado na superfície lateral da peça de porcelana. Após a porcelana ser acomodada na perfuração do disco de dentina, o conjunto era mantido sob carga padronizada de 4,4 N, aplicada sobre a base maior da peça de porcelana durante o período necessário à remoção dos excessos (aproximadamente 1 min).

Nos grupos em que o cimento foi fotoativado, a aplicação da luz foi realizada durante 60 s, com a ponta do fotoativador em contato com a base maior da peça de porcelana. A intensidade de luz fornecida pelo fotopolimerizador foi periodicamente aferida ao longo de todo o experimento, utilizando-se o radiômetro do próprio aparelho. Três minutos após o início da manipulação dos cimentos, os corpos-de-prova foram imersos em água destilada a 37°C. Para cada um dos sistemas avaliados, foram confeccionados 60 corpos-de-prova, sendo 30 deles utilizados com o cimento no modo de ativação dupla e 30 no modo quimicamente ativado.

Com o propósito de determinar a espessura da linha de cimentação, foram confeccionados oito corpos-de-prova (quatro para cada um dos sistemas adesivos). A mensuração foi realizada com o auxílio do *software* Imagelab (Figura 4.4), no Laboratório de Informática Dedicado à Odontologia da FOUSP. A espessura média do agente cimentante foi $100\pm33\text{ }\mu\text{m}$ e a média da relação *área aderida/ área livre* foi 30 ± 14 .

Figura 4.4 - Imagem para obtenção da medida de espessura do sistema adesivo

4.5 Aplicação da carga cíclica

O emprego de cargas cíclicas nos momentos iniciais após a colagem teve o objetivo de simular situações clínicas onde a aplicação de cargas de pequena magnitude são praticamente inevitáveis, por exemplo, durante a remoção de excessos de cimento, realização do ajuste oclusal, mastigação ou oclusão durante a deglutição. A carga utilizada (60N) foi definida com base em estudos que mediram a força mastigatória mínima da população (De Boever *et al.*, 1978) e nos valores de resistência ao cisalhamento por extrusão observados por Braga *et al.* (2000) em corpos-de-prova semelhantes aos utilizados no presente estudo. A tensão gerada na interface

por uma carga de 60 N (2,5 MPa) corresponde a aproximadamente 20% da carga responsável pelo rompimento de uniões obtidas com o sistema adesivo C&B/One-Step (cimento quimicamente ativado) 24h após a cimentação.

No plano piloto deste estudo foi verificado o efeito de ciclos de carga aplicados 15 min e 2 h após a cimentação. Como não houve diferença estatística entre os resultados registrados nos dois intervalos, optou-se por realizar somente a ciclagem aos 15 minutos.

Em cada um dos quatro grupos inicialmente formados, metade dos corpos-de-prova foi submetida à ciclagem mecânica. A outra metade foi usada como controle, permanecendo armazenada em estufa até o momento de realização do ensaio mecânico. Desta forma, foram constituídos os oito grupos experimentais estudados, cada um deles contendo 15 corpos-de-prova.

A aplicação das cargas cíclicas foi feita em uma máquina para ensaios mecânicos (Kratos Equipamentos Industriais, São Paulo, SP, Brasil). A carga foi aplicada sobre uma esfera de aço com 3 mm de diâmetro posicionada sobre o nicho preparado na base menor da peça de porcelana (Figura 4.5). Os parâmetros para a ciclagem mecânica foram definidos através do plano piloto. A ciclagem consistiu na aplicação de 20 repetições, com carga máxima de 60 N. As velocidades de carregamento e relaxamento da carga foram, respectivamente, 1 mm/min e 0,8 mm/min. O tempo de permanência na carga máxima foi de 1 segundo e o tempo total dos 20 ciclos foi aproximadamente 6 min. Terminada a ciclagem, os corpos-de-

prova eram novamente imersos em água destilada a 37°C, até o momento da execução do ensaio mecânico.

Figura 4.5 - Esquema de aplicação de cargas cíclicas

4.6 Teste de cisalhamento por extrusão

O ensaio mecânico foi realizado 24h após o início da manipulação do cimento, com montagem semelhante à representada na Figura 4.5, e velocidade de 0,8 mm/min.

A área de adesão (A) foi calculada para cada um dos corpos-de-prova a partir da fórmula: $A=\pi h(R+r)$, onde h é a altura da seção radicular, R é o raio da base maior, e r é o raio da base menor. A altura do disco de dentina foi medida com o auxílio de um paquímetro (Starret Ind. e Com., Itu, SP, Brasil) e o raio da base menor da perfuração foi determinado em um perfilógrafo (Werth GmbH, Giessen, Alemanha). O raio da base maior foi calculado baseado na ângulo de expulsividade da cavidade (8°) com a fórmula: $R=0,14h+r$, onde R é o raio da base maior, h é a espessura do disco de dentina e r é o raio da base menor. Os valores de resistência em MPa (MN/m^2) foram obtidos dividindo-se a carga de ruptura pela área do corpo-de-prova.

4.7 Análise estatística

Os resultados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) para experimento fatorial cruzado com 3 fatores e estão descritos no próximo capítulo.

5 RESULTADOS

5.1 Análise descritiva

Dentre os grupos nos quais os cimentos foram testados no modo *self-cure*, sete corpos-de-prova construídos com RelyX ARC/Single Bond e três construídos com Choice/One-Step se romperam durante o processo de ciclagem mecânica. Estatísticas descritivas para os demais corpos-de-prova estão resumidas na Tabela 5.1. Os resultados sugerem que o uso dos cimentos resinosos no modo de ativação dupla apresentaram maior resistência e não contêm evidências de efeito da ciclagem mecânica.

Tabela 5.1 - Estatísticas descritivas para tensão de ruptura (valores em MPa)

Sistema	Ativação	Ciclagem mecânica	n	Média	Desvio-Padrão
RelyX ARC/ Single Bond	Dupla	sem	15	13,68	3,86
		com	15	13,98	4,12
	Química	sem	15	4,44	1,84
		com	8	5,53	2,09
Choice/ One-Step	Dupla	sem	15	12,82	3,27
		com	15	13,13	3,13
	Química	sem	15	5,23	3,01
		com	13	7,62	1,97

Para avaliar possíveis efeitos dos dados omissos, i.e., perdidos durante o processo de ciclagem mecânica, e dado que a tensão durante a ciclagem varia entre zero MPa e 2,22 MPa (0 e 60 N), os cálculos foram refeitos sob duas condições hipotéticas: a primeira admitindo que os corpos-de-prova perdidos durante a ciclagem mecânica tenham se rompido sob uma tensão de 1,11 MPa (30 N para a área média dos corpos-de-prova) e a segunda, sob uma tensão de 1,85 MPa (50 N para a área média dos corpos-de-prova). Os resultados estão dispostos nas Tabelas 5.2 e 5.3. Os resultados são similares àqueles obtidos com os dados omissos, sugerindo que a análise não é consideravelmente influenciada por esse fato.

Tabela 5.2 - Estatísticas descritivas para tensão de ruptura (em MPa) para os dados com a imputação 1,11 MPa

Sistema	Ativação	Ciclagem mecânica	n	Média	Desvio-Padrão
RelyX ARC/	Dupla	sem	15	13,68	3,86
		com	15	13,98	4,12
Single Bond	Química	sem	15	4,44	1,84
		com	15	3,47	2,72
Choice/ One-Step	Dupla	sem	15	12,82	3,27
		com	15	13,13	3,13
	Química	sem	15	5,23	3,01
		com	15	6,75	2,93

Tabela 5.3 - Estatísticas descritivas para tensão de ruptura (em MPa) para os dados com a imputação 1,85 MPa

Sistema	Ativação	Ciclagem mecânica	n	Média	Desvio-Padrão
RelyX ARC/	Dupla	sem	15	13,68	3,86
		com	15	13,98	4,12
Single Bond	Química	sem	15	4,44	1,84
		com	15	3,81	2,41
Choice/ One-Step	Dupla	sem	15	12,82	3,27
		com	15	13,13	3,13
	Química	sem	15	5,23	3,01
		com	15	6,85	2,73

5.2 Análise de variância

Com o objetivo de avaliar os efeitos dos fatores na resistência ao cisalhamento por extrusão, foi realizada uma Análise de Variância com 3 fatores cruzados (Neter *et al.*, 1996). Os resultados estão resumidos na Tabela 5.4. Não há indicações de interações significativas, com exceção daquela entre sistema adesivo e modo de ativação do cimento, que poderia ser considerada como marginalmente significativa ($p=0,0585$). Uma análise dos gráficos de perfis de médias correspondentes, apresentados nos Gráficos 5.1 e 5.2 mostra que essa interação não é do tipo essencial (Neter *et al.*, 1996) e pode ser desprezada. O único efeito principal significativo é o modo de ativação do cimento ($p<0,0001$). Um modelo que inclui somente o fator com efeito significativo foi ajustado, indicando que, independentemente do sistema adesivo e da ciclagem mecânica, corpos-de-prova construídos com os cimentos no modo *self-cure* resistiram, em média, a uma tensão de 5,66 MPa, (IC(95%)=[4,79 ; 6,53]) e que essa tensão é significativamente menor ($p<0,0001$) do que aquela correspondente à resistência média dos corpos-de-prova nos quais o cimento foi utilizado no modo de ativação dupla, nomeadamente, 13,40 MPa, (IC(95%)=[12,60 ; 14,21]).

Tabela 5.4 - Análise de variância (desconsiderando os corpos-de-prova perdidos durante a ciclagem)

Fonte de Variação	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	F	p
Sistema Adesivo (S)	1	2,31	2,31	0,24	0,6243
Modo de Ativação (M)	1	1575,24	1575,24	164,84	<0,0001
Ciclagem (C)	1	27,76	27,76	2,90	0,0914
S*M	1	34,98	34,98	3,66	0,0585
S*C	1	2,84	2,84	0,30	0,5867
M*C	1	13,58	13,58	1,42	0,2360
S*M*C	1	2,77	2,77	0,29	0,5917

Gráfico 5.1 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para os grupos controle

Gráfico 5.2 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para os grupos submetidos à ciclagem mecânica (desconsiderando os corpos-de-prova perdidos durante a ciclagem)

Para uma avaliação do efeito dos dados omissos, a ANOVA foi repetida com sua substituição pelos valores mencionados na Análise Descritiva, nomeadamente 1,11 MPa e 1,85 MPa. Os resultados estão resumidos nas Tabelas 5.5 e 5.6 e mantêm a significância do efeito de Modo de Ativação ($p < 0,0001$). Os modelos com a imputação de valores para os dados omissos salientam a significância da interação Sistema Adesivo X Modo de Ativação ($p = 0,0142$ e $p = 0,0168$, respectivamente). Um exame dos gráficos de perfis de médias (Gráficos 5.3 a 5.6) confirma que essa interação é do tipo não-essencial, indicando que a conclusão apresentada para a análise feita com os dados referentes aos corpos-de-prova que resistiram à ciclagem mecânica (Tabela 5.4) permanece inalterada. Apenas para efeito de comparação, recalcullou-se médias e intervalos de confiança baseados em modelos reduzidos tendo Modo de Ativação como único fator. No caso

em que os dados omissos foram substituídos por 1,11 MPa, as médias e intervalos de confiança para a tensão de ruptura dos corpos-de-prova submetidos à ativação química e dupla, são respectivamente 4,97 MPa (IC(95%)=[4,15 ; 5,80]) e 13,40 MPa (IC(95%)=[12,58 ; 14,23]). Para o caso em que os dados omissos foram substituídos por 1,85 MPa, os valores são respectivamente, 5,09 MPa (IC(95%)=[4,28 ; 5,89]) e 13,40 MPa (IC(95%)=[12,60 ; 14,21]).

Tabela 5.5 - Análise de variância – imputação 1,11 MPa

Fonte de Variação	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	F	p
Sistema Adesivo (S)	1	10,55	10,55	1,05	0,3088
Modo de Ativação (M)	1	2132,31	2132,31	211,21	<0,0001
Ciclagem (C)	1	2,51	2,51	0,25	0,6191
S*M	1	62,70	62,70	6,21	0,0142
S*C	1	11,74	11,74	1,16	0,2832
M*C	1	0,01	0,01	0,00	0,9754
S*M*C	1	11,58	11,58	1,15	0,2865

Tabela 5.6 - Análise de variância – imputação 1,85 MPa

Fonte de Variação	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	F	p
Sistema Adesivo (S)	1	8,47	8,47	0,87	0,3534
Modo de Ativação (M)	1	2076,54	2076,54	212,87	<0,0001
Ciclagem (C)	1	4,81	4,81	0,49	0,4842
S*M	1	57,46	57,46	5,89	0,0168
S*C	1	9,54	9,54	0,98	0,3248
M*C	1	0,26	0,26	0,03	0,8707
S*M*C	1	9,39	9,39	0,96	0,3286

Gráfico 5.3 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para o grupo controle
(dados com a imputação 1,11 MPa)

Gráfico 5.4 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para os grupos submetidos à ciclagem mecânica (dados com a imputação 1,11 MPa)

Gráfico 5.5 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para o grupo controle (dados com a imputação 1,85 MPa)

Gráfico 5.6 - Perfis da tensão média de ruptura (MPa) para os grupos submetidos à ciclagem mecânica (dados com a imputação 1,85 MPa)

Análises de resíduos não indicaram violações das suposições da ANOVA em nenhum dos casos considerados. Gráficos de diagnóstico encontram-se dispostos no Apêndice (Gráficos Ap.1 a Ap.18).

6 DISCUSSÃO

6.1 O corpo-de-prova e a escolha do ensaio mecânico

A resistência de união em restaurações coladas está relacionada à quantidade, tamanho e distribuição de defeitos na interface dente/restauração (Tam & Pilliar, 1993). Um dos fatores que pode contribuir para o aparecimento dos defeitos é a tensão gerada pela contração de polimerização do compósito, seja como material restaurador direto ou como agente cimentante. Esta tensão é aumentada em situações onde existe um alto confinamento do compósito. O confinamento é geralmente expresso pela relação entre superfície aderida e superfície livre do material, denominada “fator de configuração” ou "*C-factor*" (Feilzer *et al.*, 1987). A fixação adesiva de uma restauração indireta acarreta um alto confinamento do agente cimentante, uma vez que a superfície livre é limitada à espessura da linha de cimento (Davidson *et al.*, 1991). Conforme descrito anteriormente, no corpo-de-prova utilizado na presente pesquisa, a superfície aderida do cimento resinoso foi, em média, 30 vezes maior do que a superfície livre. Para um fator de configuração igual a 5, a tensão de contração gerada pelo cimento Choice foi 3,9 MPa no modo *self-cure* e 5,3 MPa no modo *dual-cure*. Para o RelyX ARC, foram observados valores de

4,0 MPa no modo *self-cure* e 6,4 MPa no modo *dual-cure* (Braga *et al.*, 2001, comunicação verbal). Portanto, nas condições de confinamento deste estudo, poderia-se prever o desenvolvimento de tensões em alguns pontos da interface com magnitude suficiente para provocar o rompimento da interface.

Testes de tração ou cisalhamento realizados em corpos-de-prova nos quais as superfícies de colagem são planas não oferecem resistência à contração da resina composta. Desta forma, durante a polimerização, duas situações podem ocorrer: caso o material aplicado ao substrato tenha uma grande superfície livre, a contração ocorre sem que se desenvolvam tensões na interface aderida. A segunda possibilidade ocorreria, por exemplo, em colagens envolvendo peças cerâmicas, onde a contração do cimento causaria a aproximação das partes. O teste de cisalhamento por extrusão (Malhotra & Maickel, 1980; Braga *et al.*, 2000), pelo contrário, representa uma situação de confinamento do material, o que possivelmente interfere na resistência de união. Mesmo não tendo sido objetivo deste estudo avaliar o efeito do confinamento sobre a resistência de união, acreditamos ser esta modalidade de ensaio mecânico mais apropriada para o teste de colagens envolvendo restaurações indiretas, pois se aproxima das condições nas quais o material é utilizado clinicamente.

A fim de permitir a confecção dos corpos-de-prova em tamanho suficiente para a manipulação de seus componentes, optou-se pela utilização da raiz de dentes incisivos bovinos. O emprego de dentes bovinos em estudos laboratoriais está amplamente descrito na literatura. Nakamichi

et al. (1983); Saunders (1988); Rueggeberg (1991) e Brown *et al.* (1992) comprovaram a semelhança deste substrato com os dentes humanos em testes de resistência adesiva. Comparando a dentina bovina radicular e coronária, Burrow *et al.* (1996b) observaram diferenças na resistência de união e na camada híbrida destes substratos na dependência do adesivo utilizado. O adesivo All-Bond 2 mostrou menor resistência de união quando aplicado à dentina coronária, em comparação com a dentina radicular. O adesivo Liner Bond II apresentou desempenho inferior em dentina radicular. Entretanto, ProBond e Super-Bond D-Liner Plus alcançaram a mesma resistência nas dentinas radicular e coronária.

6.2 Influência do modo de ativação do cimento

Os dois sistemas avaliados apresentaram desempenho bastante semelhante. Para ambos, a resistência de união obtida com a utilização do cimento no modo *dual-cure* foi estatisticamente superior àquela encontrada no modo *self-cure*. Considerando-se os grupos nos quais os corpos-de-prova não foram submetidos à ciclagem mecânica, o sistema Choice/One-Step apresentou média 59% menor quando o cimento não foi fotoativado. Para o sistema RelyX ARC/Single Bond, a diferença encontrada entre modos *dual-cure* e *self-cure* foi de 68%. Em princípio, esta diferença poderia ser explicada com base nas propriedades mecânicas dos cimentos. Em diferentes estudos, tanto o cimento Choice quanto o RelyX ARC mostraram menor grau de polimerização ou dureza quando testados no modo *self-cure*

(Caughman *et al.*, 2001; Braga *et al.*, 2001). Entretanto, a resistência coesiva alcançada por cimentos de ativação dupla mesmo na ausência de fotoativação é muito superior aos valores geralmente encontrados em testes de união à dentina. Braga *et al.* (2001) verificaram que o RelyX ARC tem média de resistência à flexão de 201 MPa quando fotoativado e 172 MPa na ausência de luz, após 24 horas. No mesmo trabalho, um cimento *self-cure* (C&B) mostrou resistência à flexão de 159 MPa. O fato da resistência coesiva dos cimentos no modo *self-cure* após 24 h ser muito mais alta do que a resistência adesiva da união colada nos leva a crer que este fator não seria o responsável pela diferença nos valores de resistência encontrada entre os modos de ativação.

No presente estudo, o modo de fratura dos corpos-de-prova não foi observado. No entanto, Braga *et al.* (2000), em um estudo utilizando espécimes com a mesma configuração, verificou que quando corpos-de-prova construídos com cimentos *self-cure* foram testados após 15 min, o rompimento da união não envolveu fratura coesiva do cimento.

A causa mais provável para a diferença nos valores de resistência encontrados entre os modos de ativação do cimento se refere à compatibilidade entre resinas compostas *self-cure* e adesivos de frasco único. Alguns estudos recentes relacionaram os baixos valores de resistência de união com o caráter ácido dos adesivos de frasco único (Suh & Schiltz, 2001; Sanares *et al.*, 2001). Acredita-se que monômeros acídicos residuais presente na camada superficial do adesivo (não polimerizada devido à inibição do oxigênio) interagem com os componentes do sistema

peróxido-amina do compósito *self-cure*, inativando-os. Aparentemente, a amina terciária perde sua capacidade de agente redutor. Estudando a união entre dentina e compósitos obtida com o uso de diversos adesivos de frasco único, Sanares *et al.* (2001) avaliaram o modo de fratura em espécimes de micro tração. A análise por microscopia eletrônica de varredura mostrou que o conjunto adesivo/compósito *self-cure* (Bisfill 2-P) apresentou fratura predominantemente entre o adesivo e o compósito. Já o conjunto adesivo/compósito *light-cure* (Z100) mostrou fratura no adesivo e/ou camada híbrida. No mesmo estudo, os autores verificaram ter havido correlação linear positiva entre o pH dos adesivos testados e a resistência de união verificada nos corpos-de-prova construídos com a resina restauradora *self-cure*. A relação entre pH do adesivo e resistência de união foi verificada por Suh & Schiltz (2001), onde a diminuição do pH do adesivo empregado acarretou queda nos valores de resistência de união. Shih *et al.* (2000) observaram que a resistência de união atingida com a associação RelyX ARC/One-Step (pH 4,6) diminuiu aproximadamente 40% quando utilizada com o adesivo Prime & Bond NT (pH 2,7).

Desta forma, acreditamos que a hipótese que melhor explicaria a diferença nos valores de resistência encontrada entre os modos de ativação do cimento resinoso seria a diferença na localização da fratura no corpo-de-prova. Enquanto que nos espécimes construídos com o cimento no modo *dual-cure*, a fratura ocorreria na interface dentina/camada híbrida ou camada híbrida/adesivo, corpos-de-prova nos quais o cimento foi utilizado no modo *self-cure* teriam apresentado fratura na interface adesivo/cimento.

Peters & Meiers (1996) verificaram diferenças na resistência adesiva no sistema de cimentação Variolink quando utilizado nos modos *dual-cure* e *self-cure*. A resistência ao cisalhamento em superfície plana foi mensurada em diversos períodos após a cimentação (2, 3, 4, 5, 60 min e 24 h para o modo *dual-cure* e 10, 20, 40, 50, 60 min e 24 h para o modo *self-cure*). Os dados obtidos mostraram que o modo *dual-cure* atinge a resistência máxima logo aos 5 min (aproximadamente 26 MPa) e a resistência de união obtida com o cimento no modo *self-cure* é baixa aos 10 min (2 MPa) aumentando aos 20 min (8 MPa) e aos 60 min (17 MPa).

6.3 Efeito da ciclagem mecânica

A aplicação de cargas cíclicas provocou a ruptura de corpos-de-prova para ambos os sistemas adesivos quando utilizados no modo *self-cure*. Estes espécimes não foram substituídos, mas sim contabilizados como "perdidos". A aplicação de cargas cíclicas provocou a perda de 47% dos corpos-de-prova com o sistema adesivo RelyX ARC/Single Bond e 20% para o sistema adesivo Choice/One-Step.

Comparando-se os valores médios dos grupos ciclados e controle (Tabela 5.1), percebe-se que o grupo ciclado obteve média ligeiramente maior. Os valores individuais de resistência mais baixos obtidos nas condições onde o cimento foi utilizado no modo *self-cure* (CHQ controle: 1,1 MPa; CHQ ciclado; 4,6 MPa; RXQ controle: 0,7 MPa; RXQ ciclado: 3,0 MPa)

sugerem que a ciclagem mecânica foi responsável pela eliminação dos corpos-de-prova mais “fracos”.

Algumas suposições poderiam explicar a diferença no número de corpos-de-prova perdidos. O adesivo One-Step tem pH mais alto que o Single Bond, respectivamente, 4,6 e 3,6, (Sanares *et al.*, 2001), e portanto seria menos prejudicial à polimerização do cimento no modo *self-cure*. Outra possibilidade seria uma maior concentração de aminas no cimento Choice, o que permitiria o desenvolvimento de uma interface adesivo/cimento mais resistente. O tipo de amina presente nos cimentos também poderia interferir. Uma última possibilidade a ser considerada seria o fato do cimento Choice possuir maior velocidade de polimerização do que o RelyX ARC no modo *self-cure*. Desta forma, após 15 min, a resistência de união do sistema Choice/One-Step seria maior do que aquela obtida com o sistema RelyX ARC/Single Bond, o que reduziria o número de corpos-de-prova perdidos durante a ciclagem.

No emprego da ciclagem mecânica, dois parâmetros devem ser observados: o número de ciclos e a carga aplicada ao corpo-de-prova. Não existem muitos estudos verificando a influência de cargas cíclicas sobre a resistência de união compósito/dentina. Aplicando 1000 ciclos de carga em teste de fadiga com *staircase approach* (inicial com 100 N, aumentando-se ou diminuindo-se 25 N de acordo com a ocorrência de fratura do corpo-de-prova), Drummond *et al.* (1996) encontraram influência da carga na resistência de união compósito/dentina. Por outro lado, Williamson *et al.* (1993), aplicando 27500 ciclos de 26 N, não verificaram influência na

resistência de união compósito/dentina. Apesar de ser um valor intermediário, os 20 ciclos de 60 N aplicados neste estudo ainda não foram suficientes para influenciar a resistência de união dos espécimes.

6.4 Implicações clínicas

Várias são as situações clínicas nas quais são utilizados cimentos *self-cure* ou casos onde cimentos *dual-cure* dependem da ativação química proporcionada pelo sistema peróxido/amina. Como exemplos, poderíamos citar a cimentação de coroas metalocerâmicas, restaurações cerâmicas espessas ou cimentação de pinos pré-fabricados. O presente estudo mostrou que a utilização de cimentos *dual-cure* na ausência de fotoativação em conjunto com adesivos de frasco único proporcionou uma menor resistência de união, o que poderia comprometer a longevidade da restauração. Em alguns dos corpos-de-prova nos quais o cimento foi utilizado no modo *self-cure* a resistência de união aos 15 minutos foi baixa o bastante para permitir o descolamento durante a ciclagem mecânica. Desta forma, recomenda-se cuidado na remoção de excessos e ajuste oclusal de peças cimentadas em condições semelhantes.

6.5 Investigações futuras

Conforme sugerido anteriormente, a causa mais provável para a diferença na resistência de união encontrada entre os dois modos de

ativação estaria no local da fratura. Acreditamos ser este um aspecto merecedor de estudos detalhados, através de microscopia eletrônica de varredura.

Mais estudos sobre a compatibilidade entre adesivos e compósitos *self-cure* também devem ser conduzidos para melhor elucidar esta questão. Uma outra possibilidade seria verificar a interação entre adesivos que utilizam *primers* auto condicionantes e compósitos *self-cure*.

7 CONCLUSÕES

Através dos resultados obtidos neste estudo, foi possível concluir que:

1) A aplicação de cargas cíclicas não resultou em diminuição na resistência de união após 24 horas, em relação às médias dos grupos que não foram submetidos à ciclagem. Entretanto, nos grupos em que o cimento foi utilizado no modo *self-cure*, foi observado o rompimento de 47% dos corpos-de-prova construídos com o sistema RelyX ARC/Single Bond e 13% dos corpos-de-prova construídos com o sistema Choice/One-Step durante a ciclagem mecânica.

2) O modo de ativação do cimento resinoso interferiu na resistência de união. O uso do cimento no modo *dual-cure*, proporcionou valores médios significativamente superiores aos obtidos quando o cimento foi utilizado no modo *self-cure* em ambos os sistemas avaliados.

3) O sistema de cimentação não influenciou os valores de resistência encontrados.

REFERÊNCIAS *

ABDALLA, A. I.; DAVIDSON, C. L. Effect of mechanical load cycling on the marginal integrity of adhesive class I resin composite restoration. **J Dent**, Bristol, v. 24, n. 1/2, p. 87-90, Jan./Mar. 1996.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 14, n. 1, p. 51-56, Jan. 1998.

BAE, J. H.; SON, H. H.; HEO, S. J.; CHO, B. H. Shear bond strengths of one-bottle dentin adhesive systems. **J Dent Res**, Chicago, v. 79, p. 374, 2000. (Resumo n. 1846)

BARKMEIER, W. W.; CAVEL, W. T.; KELSEY, W. P.; BLANKENAU, R. J. Clinical evaluation of DICOR light activated cement. **J Dent Res**, Chicago, v. 65, p. 132, Mar. 1987. (Resumo n. 205)

* De acordo com ABNT NBR-6023: 2000. Abreviatura de periódicos segundo Base de Dados MEDLINE

BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; DUKE, E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 63, n.3, p. 295-300, Mar. 1990.

BRAGA, R. R.; BALLESTER, R. Y.; CARRILHO, M. R. O. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 81, n. 3, p. 285-289, Mar. 1999.

BRAGA, R. R.; BALLESTER, R. Y.; DARONCH, M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 16, n. 4, p. 303-310, July 2000.

BRAGA, R. R.; CESAR, P. F.; GONZAGA, C. C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J Oral Rehabil**, Oxford, 2001. No prelo.

BREEDING, L. C.; DIXON, D. L.; CAUGHMAN, W. F. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 65, n. 4, p. 512-518, Apr. 1991.

BROWN, K.; PUCKETT, A. D.; GIVAN, D. Surface free energy of bovine versus human enamel and dentin. **J Dent Res**, Chicago, v. 71, p. 279, 1992. (Resumo n. 1389)

BRUKL, C. E.; NICHOLSON, J. W.; NORLING, B. K. Crown retention and seating on natural teeth with a resin cement. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 53, n. 5, p. 618-622, May 1985.

BURKE, F. J. T.; WATTS, D. C. Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. **Quintessence Int**, Carol Stream, v. 29, n. 1, p. 21-27, Jan. 1998.

BURROW, M. F.; NIKAIIDO, T.; SATOH, M.; TAGAMI, J. Early bonding of resin cements to dentin- Effect of bonding environment. **Oper Dent**, Washington, v. 21, n. 5, p. 196-202, Sept./Oct. 1996a.

BURROW, M. F.; SANO, H.; NAKAJIMA, M.; HARADA, N.; TAGAMI, J. Bond strength to crown and root dentin. **Am J Dent**, San Antonio, v. 9, n. 5, p. 223-229, Oct. 1996b.

CARDASH, H. S.; BAHARAV, H.; PILO, R.; BEN-AMAR, A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 69, n. 6, p. 620-623, June 1993.

CAUGHMAN, W. F.; CHAN, D. C. N.; RUEGGEBERG, F. A. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical conditions. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 85, n. 5, p. 479-484, May 2001.

CHAN, K. C.; BOYER, D. B. Curing light-activated composite cement through porcelain. **J Dent Res**, Chicago, v. 68, n. 3, p. 476-480, Mar. 1989.

CHUNG, K. H.; GREENER, E. H. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 17, n. 5, p. 487-494, Sept. 1990.

CHRISTENSEN, G. J. The rise of resin for cementing restorations. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 124, n. 10, p. 104-105, Oct. 1993.

COOK, D.; THOMASZ, F. A photocured composite resin with an apparent infinite depth of cure. **Aust Dent J**, Sydney, v. 28, n. 4, p. 243, Aug. 1983.

DARBYSHIRE, P. A.; MESSER, L. B.; DOUGLAS, W. H. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. **J Dent Res**, Chicago, v. 67, n. 3, p. 585-587, Mar. 1988.

DAVIDSON, C. L.; ABDALLA, A. I. Effect of occlusal load cycling on the marginal integrity of adhesive class V restorations. **Am J Dent**, San Antonio, v. 7, n. 2, p. 111-114, Apr. 1994.

DAVIDSON, C.L., VAN ZEGHBROEK, L., FEILZER, A. J. Destructive stresses in adhesive luting cements. **J Dent Res**, Chicago, v. 70, n. 5, p. 880-882, May. 1991.

DE BOEVER, J. A.; McCALL, W. D.; HOLDEN, S.; ASH, M. M. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 40, n. 3, p. 326-333, Sept. 1978.

DRUMMOND, J. L.; SAKAGUCHI, R. L.; RACEAN, D. C.; WOZNY, J.; STEINBERG, A. D. Testing mode and surface treatment affects on dentin bonding. **J Biomed Mater Res**, New York, v. 32, n. 4, p. 533-541, Dec. 1996.

EL-BRADAWY, W. A.; EL-MOWAFY, O. M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 73, n. 6, p. 515-524, June 1995.

EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H.; EL-BRADAWY, W. A. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. **Oper Dent**, Washington, v. 24, n. 1, p. 38-44, Jan./Feb. 1999.

FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J Dent Res**, Chicago, v. 66, n. 11, p. 1636-1639, Nov. 1987.

FIELDS, H. W.; PROFFIT, W. R.; CASE, J. C.; VIG, K. W. Variables affecting measurements of vertical occlusal force. **J Dent Res**, Chicago, v. 65, n. 2, p. 135-138, Feb. 1986.

GIBBS, C. H.; MAHAN, P. E.; LUNDEEN, H. C.; BREHAN, K.; WALSH, E. K.; HOLBROOK, W. B. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 46, n. 4, p. 443-449, Oct. 1981.

GROTEN, M.; PRÖBSTER, L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 10, n. 2, p. 169-177, Mar. 1997.

HASEGAWA, E. A.; BOYER, D. B.; CHAN, D. C. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 66, n. 2, p. 187-192, Aug. 1991.

KOH, S.; HENDERSON, V.; LI, D.; POWERS, J. M.; CHAN, J. Bond strengths of packable composites with one-bottle bonding agents. **J Dent Res**, Chicago, v. 79, p. 374, 2000. (Resumo n. 1843)

LIVADITIS, G. J. Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 101, n. 6, p. 926-927, Dec. 1980.

LU, R.; HARCOURT, J. K.; TYAS, M. J.; ALEXANDER, B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. **Aust Dent J**, Sydney, v. 37, n. 1, p. 12-19, Jan. 1992.

MALHOTRA, M. L.; MAICKEL, L. B. Shear bond strength of porcelain-fused-to-alloys of varying noble metal contents. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 43, n. 4, p. 397-400, Apr. 1980.

MATSUMURA, H.; KATO, H.; ATSUTA, M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 78, n. 5, p. 511-517, Nov. 1997.

McCOMB, D. Adhesive luting cements - classes, criteria, and usage. **Compend Contin Educ Dent**, Lawrenceville, v. 17, n. 8, p. 759-773, Aug. 1996.

McCONNELL, R. J.; BOKSMAN, L.; GRATTON, D. R. Etched porcelain veneers. **Restorative Dent**, Surrey, v. 2, n. 6, p. 124-128, Nov. 1986.

MUNKSGAARD, E. C.; IRIE, M. Effect of load-cycling on bond between composite fillings and dentin established by Gluma and various resins. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v. 96, n. 6, p. 579-583, Dec. 1988.

NAKAMICHI, I.; IWAKU, M. I.; FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. **J Dent Res**, Chicago, v. 62, n. 10, p. 1076-1081, Oct. 1983.

NETER, J.; KUTNER, M. H.; NACHTSHEIN, C. J.; WASSERMAN, W. **Applied linear statistical models**. 4. ed. Boston: Richard Irwin Inc, 1996. 1408 p.

OILO, G. Adhesive bonding of dental luting cements; influence of surface treatment. **Acta Odontol Scand**, Stockholm, v. 36, n. 5, p. 263-270, 1978.

O'KEEFE, K. L.; PEASE, P. L.; HERRIN, H. K. Variable affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 66, n. 4, p. 443-447, Oct. 1991.

PATIERNO, J. M.; RUEGGERBERG, F. A.; ANDERSON, R. W.; WELLER, R. N.; PASHLEY, D. H. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. **Endod Dent Traumatol**, Copenhagen, v. 12, n. 5, p. 227-236, Oct. 1996.

PERDIGAO, J.; LAMBRECHTS, P.; VANMEERBEEK, B.; BRAEM, M.; YILDIZ, E.; YUCEL, T.; VANHERLE, G. The interaction of adhesive systems with human dentin. **Am J Dent**, San Antonio, v. 9, n. 4, p. 167-173, Aug. 1996.

PETERS, A. D.; MEIERS, J. C. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. **Am J Dent**, San Antonio, v. 9, n. 6, p. 264-268, Dec. 1996.

PEUTZFELDT, A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. **Acta Odontol Scand**, Stockholm, v. 53, n. 1, p. 29-34, Feb. 1995.

PRINSLOO, L. C.; van der VYVER, P. J.; FERREIRA, M. R.; HEYNS, A. M. Percentage cure of cement cured through various thickness of Cerec porcelain. **J Dent Assoc S Afr**, Cape Town, v. 52, n. 5, p. 283-286, May 1997.

RESIN cements - update '93. **CRA Newsletter**, Provo, v. 17, n. 5, p. 1-2, May 1993.

ROCHETTE, A. L. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 30, n. 4, p. 418-423, Oct. 1973.

ROYDHOUSE, R. H. Punch-Shear Test for Dental Purposes. **J Dent Res**, Chicago, v. 49, n. 1/3, p. 131-136, Jan./Feb. 1970.

RUEGGEBERG, F. A. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 7, n. 1, p. 2-10, Jan. 1991.

RUEGGEBERG, F. A.; CAUGHMAN, W. F. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. **Oper Dent**, Washington, v. 18, n. 1, p. 48-55, Jan. 1993.

SANARES, A. M. E.; ITTHAGARUN, A.; KING, N. M.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. **Dent Mater**, Copenhagen, 2001. No prelo.

SAUNDERS, W. P. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentin. **J Dent**, Bristol, v. 16, n. 5, p. 233-238, Oct. 1998.

SCHERRER, S. S.; DE RIJK, W. G.; BELSER, U. C. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extrated teeth. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 9, n. 6, p. 580-585, Nov./Dec. 1996.

SCHILTZ, M. Y.; BROWN, P. L.; SHARP, L. J.; SUH, B. I. Bond strength of single bottle adhesives to dual-cured cements on dentin. **J Dent Res**, Chicago, v. 80, p. 231, 2001. (Resumo n. 1567)

SCHILTZ, M. Y.; CINCIONE, F.; DERIJK, W.; SUH, B. I. Bond strength of single bottle adhesives to self-cured composites on dentin. **J Dent Res**, Chicago, v. 79, p. 374, 2000. (Resumo n. 1845)

SHIH, D. Y. Y.; PFEIFER, C. S. C.; BRAGA, R. R.; BALLESTER, R. Y. Influência do adesivo e do cimento resinoso na resistência de união porcelana/dentina bovina. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v.14, p. 18, 2000. (Resumo n. 1057)

SJÖGREN, G.; MOLIN, M.; van DIJKEN, J. W. V. A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent. **Acta Odontol Scand**, Stockholm, v. 56, n. 5, p. 263-267, Oct. 1998.

SMITH, D. C.; COOPER, W. E. G. The determination of shear strength. A method using a micro-punch apparatus. **Brit Dent J**, London, v. 130, p. 333-337, Apr. 1971.

SUH, B. I.; SCHILTZ, M. Y. Effects of pH of single-bottle adhesives on shear bond strength. **J Dent Res**, Chicago, v. 80, p. 50, 2001. (Resumo n. 114)

TAM, L. E.; PILLIAR, R. M. Fracture toughness of dentin/resin-composite adhesive interface. **J Dent Res**, Chicago, v. 72, n. 5, p. 953-959, May 1993.

UNO, S.; SHIMOKOBE, H. Contraction stress and marginal adaptation of composite restorations in dentinal cavity. **Dent Mater J**, Tokyo, v. 13, n. 1, p. 19-24, June 1994.

VENZ, S.; ANTONUCCI, J. M. Physical and chemical characteristics of dual-cure dental composites. **J Dent Res**, Chicago, v. 66, p. 225, 1988. (Resumo n. 901)

WATTS, D.C.; CASH, A. J. Analysis of optical transmission by 400-500nm visible light into aesthetic dental biomaterials. **J Dent**, Bristol, v. 22, n. 2, p. 112-117, Apr. 1994.

WAKEFIELD, C. W.; DRAUGHN, R. A.; SNEED, W. D.; DAVIS, T. N. Shear bond strengths of six bonding systems using the pushout method of in vitro testing. **Oper Dent**, Washington, v. 23, n. 2, p. 69-76, Mar./Apr. 1998.

WILLIAMSON, R. T.; MITCHELL, R. J.; BREEDING, L. C. The effect of fatigue on the shear bond strength of resin bonded to porcelain. **J Prosthodont**, Iowa, v. 2, n. 2, p. 115-119, June 1993.

YAP, A.; STOKES, A. N.; PEARSON, G. J. An in vitro microleakage study of a new multi-purpose dental adhesive system. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 23, n. 5, p. 302-308, May 1996.

SUMMARY

INFLUENCE OF CEMENT ACTIVATION MODE AND EARLY CYCLIC LOADING ON PORCELAIN/DENTIN BOND STRENGTH

The objective of this study was to verify the influence of resin cement activation mode and early cyclic loading on porcelain/dentin specimens. The adhesive systems tested were Choice/One-Step and RelyX ARC/Single Bond. Truncated cones of porcelain were bonded into cavities prepared in sections of bovine root dentin. Each system were used with resin cement in dual cure or self cure (with or without photo-activation respectively). Half of the specimens were load cycled (60N, 20 times) 15 min after cement mixing. Another half (control) was not submitted to mechanical stress. Some specimens of self-cured groups debonded during cyclic loading (RelyX ARC/Single Bond: 47% and Choice/One-Step: 13%). After 24 hours storage in distilled water (37°C), extrusion shear test was performed. The data were analized by ANOVA and Tukey's test. The bond strength of groups with dual-cured cements was significantly higher than self-cured groups. For the specimens that survived the cyclic loading, no reduction in extrusion shear strength was verified.

APÊNDICE

Gráfico Ap. 1 - Histograma dos resíduos do modelo completo - dados perdidos

Gráfico Ap. 2 - Histograma dos resíduos do modelo reduzido - dados perdidos

Gráfico Ap. 3 - Dispersão dos resíduos do modelo completo pelas médias ajustadas - dados perdidos

Gráfico Ap. 4 - Dispersão dos resíduos do modelo reduzido pelas médias ajustadas - dados perdidos

Gráfico Ap. 5 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo completo - dados perdidos

Gráfico Ap. 6 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo reduzido - dados perdidos

Gráfico Ap. 7 - Histograma dos resíduos do modelo completo - imputação
1,11 MPa

Gráfico Ap. 8 - Histograma dos resíduos do modelo reduzido - imputação
1,11 MPa

Gráfico Ap. 9 - Dispersão dos resíduos do modelo completo pelas médias
ajustadas - imputação 1,11 MPa

Gráfico Ap. 10 - Dispersão dos resíduos do modelo reduzido pelas médias ajustadas - imputação 1,11 MPa

Gráfico Ap. 11 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo completo - imputação 1,11 MPa

Gráfico Ap. 12 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo reduzido - imputação 1,11 MPa

Gráfico Ap. 13 - Histograma dos resíduos do modelo completo - imputação

1,85 MPa

Gráfico Ap. 14 - Histograma dos resíduos do modelo reduzido - imputação

1,85 MPa

Gráfico Ap. 15 - Dispersão dos resíduos do modelo completo pelas médias

ajustadas - imputação 1,85 MPa

Gráfico Ap. 16 - Dispersão dos resíduos do modelo reduzido pelas médias ajustadas - imputação 1,85 MPa

Gráfico Ap. 17 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo completo - imputação 1,85 MPa

Gráfico Ap. 18 - Gráfico normal de probabilidades para os resíduos do modelo reduzido - imputação 1,85 MPa

Autorizo a reprodução e/ou divulgação total ou parcial da presente obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte e comunicada, ao autor, a referência em que consta a citação.

Marcelo Ferreira Witzel

Faculdade de Odontologia - Universidade de São Paulo / Materiais Dentários

São Paulo, 12 de Agosto de 2001

Av. Prof. Lineu Prestes 2227 - Cidade Universitária

g-witzel@fo.usp.br